

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**

THIS PAGE BLANK (USPTO)

09/889243

PCT/JP00/08012

14.11.00

日 本 国 特 許 庁

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

JP00/8012

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

2000年 4月27日

REC'D 03 JAN 2001

WIPO PCT

出 願 番 号
Application Number:

特願2000-128249

出 願 人
Applicant (s):

松下電器産業株式会社

EKV

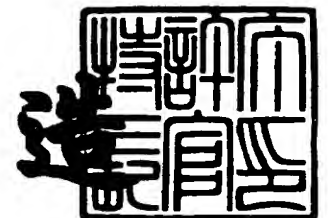
PRIORITY
DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2000年12月15日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2000-3103631

【書類名】 特許願

【整理番号】 2892020081

【提出日】 平成12年 4月27日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G01N 27/327

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電子工業株式会
社内

【氏名】 藤原 雅樹

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電子工業株式会
社内

【氏名】 宮崎 正次

【発明者】

【住所又は居所】 香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電子工業株式会
社内

【氏名】 徳永 博之

【特許出願人】

【識別番号】 000005821

【氏名又は名称】 松下電器産業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100081813

【弁理士】

【氏名又は名称】 早瀬 憲一

【電話番号】 06(6380)5822

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013527

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9600402

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 バイオセンサ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 絶縁性基板の全面に形成された電気伝導性層を第 1 のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液中に含まれる基質を定量するためのバイオセンサであって、

前記電気伝導性層を分割して前記電極の面積を規定する第 2 のスリットを、設けてなる、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 2】 請求項 1 に記載のバイオセンサにおいて、

前記基板の形状は、略矩形であり、

前記第 2 のスリットを前記略矩形のいずれか一辺に平行に一本または二本以上設けてなる、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 3】 請求項 1 または請求項 2 に記載のバイオセンサにおいて、

前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、

該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備える、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 4】 請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、

前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものである、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 5】 請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、

前記第 1 のスリットおよび第 2 のスリットは、前記電気伝導性層をレーザで加工することで形成されたものである、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、試料液中に含まれる基質を定量するバイオセンサに関する。

【0002】

【従来の技術】

バイオセンサは、微生物、酵素、抗体等の生物材料の分子認識能を利用し、生物材料を分子識別素子として応用したセンサである。即ち、固定化された生物材料が、目的の基質を認識したときに起こる反応、微生物の呼吸による酸素の消費、酵素反応、発光などを利用したものである。

【0003】

バイオセンサの中でも酵素センサの実用化は進んでおり、例えば、グルコース、ラクトース、尿素、アミノ酸用の酵素センサは医療計測や食品工業に利用されている。酵素センサは、検体である試料液に含まれる基質と酵素との反応により生成する電子によって電子受容体を還元し、測定装置がその電子受容体の還元量を電気化学的に計測することにより、検体の定量分析を行う。

【0004】

以下、従来のバイオセンサについて図を用いて説明する。

図5は、従来のバイオセンサの電気伝導性層にスリットを形成した状態を示す平面図である。図6は、従来のバイオセンサの作成工程を示した斜視図である。図7は、従来のバイオセンサの電極の状態を示した平面図である。

【0005】

101はポリエチレンテレフタレート等からなる絶縁性の基板である。102は基板101の表面全面に形成された、カーボンや金属物質等からなる電気伝導性層である。103a、103b、103c、103dは電気伝導性層102に形成されたスリットである。105、106、107は電気伝導性層102をスリット103a、103b、103c、103dにより分割することにより形成された電極であり測定電極、対電極、および検知電極である。110は、基板の

切断する位置である切断線である。108は、測定電極105、対電極106、検知電極107を覆うスペーサである。109はスペーサ108の前縁部中央に設けられた、検体供給路を形成する長方形の切欠部である。111は測定電極105、対電極106、および検知電極107に酵素を含有する試薬を塗布することで形成された試薬層である、112はスペーサ108を覆うカバーである。113はカバー112の中央部に設けられた空気孔である。また、センサウェハーXは、基板101に電気伝導性層102を形成し、電気伝導性層102をスリット103a、103b、103c、103dで分割し複数のバイオセンサの電極である測定電極105、対電極106、検知電極107を形成した状態の基板である。また、個々のウェハーYは、センサウェハーXの、それぞれのバイオセンサごとの状態である。

【0006】

従来のバイオセンサについて、作成工程順に図を用いて説明する。まず、帯状の基板101の表面全面に対して、電気伝導性層102を薄膜を形成する方法であるスパッタリング法で形成する。

【0007】

次に、図5に示すように、基板101上に形成された電気伝導性層102の各個々のウェハーYが形成される領域に、レーザを用いてスリット103a、103b、103c、103dを形成し、測定電極105、対電極106および検知電極107に電気伝導性層102を分割し、複数のバイオセンサの電極を並べて形成していき、センサウェハーXを作成する。

【0008】

次に、図6に示すように個々のウェハーYに、血糖値センサの場合は、酵素であるグルコースオキシターゼと電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる試薬を塗布して試薬層111を形成する。次に測定電極105、対電極106および検知電極107の電極の上に検体供給路を形成するための切欠部109を有するスペーサ108を設置し、その上にカバー112を設置する。ここで、スペーサ108の切欠部109の一端は、カバー112に設けられた空気孔113に通じている。

【 0 0 0 9 】

次に、上述した工程で作成された複数のバイオセンサを切断線 1 1 0 で切断して、個々のバイオセンサを作成する。

検体を測定するには、血液等の検体である試料液をスパーサ 1 0 8 で形成された検体供給路に供給すると、空気孔 1 1 3 によって毛細管現象で一定量の検体が検体供給路内部に吸引され、対電極 1 0 6、測定電極 1 0 5、検知電極 1 0 7 上に達する。電極上に形成されている試薬層 1 1 1 は血液によって溶解し、試薬と検体との間に例えば酸化還元反応が生じ、測定電極 1 0 5 と対電極 1 0 6 との間に電気的变化が生じる。同時に検体供給路内部に正しく検体が満たされていれば、測定電極 1 0 5 と検知電極 1 0 7 との間にも電気的变化が生じる。これを感知して、測定電極 1 0 5、対電極 1 0 6 に電圧を印加すると、例えば血糖値センサであれば、グルコース濃度に比例した電流が発生し、その値より血糖値を測定することができる。

【 0 0 1 0 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら従来のバイオセンサにおいては、前記複数のバイオセンサを個々のバイオセンサに切断する場合に切断線 1 1 0 で切断できずに、切断線 1 1 0 からずれを生じる場合がある。図 7 (a) は正しく切断した場合の電極の状態を示している図である。図 7 (b) は切断位置が切断線 1 1 0 から左にずれた場合の電極の状態を示している図である。図 7 (c) は切断位置が切断線 1 1 0 から右にずれた場合の電極の状態を示している図である。個々のウェハー Y の切断位置によって測定電極 1 0 5 および対電極 1 0 6 の面積は決定されるので、切断位置が切断線 1 1 0 からずれると、測定電極 1 0 5 および対電極 1 0 6 の面積に変化が生じ、それぞれの電極の抵抗値に変化が生じる。そのため、電極に流れる電流値が変化してしまい、バイオセンサの精度にばらつきが生じてしまうという問題があった。

【 0 0 1 1 】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、基板を切断するときに電極の面積に影響を与えず、性能を一定に保てるバイオセンサを提供することを目的と

する。

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載のバイオセンサは、絶縁性基板の全面に形成された電気伝導性層を第 1 のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液中に含まれる基質を定量するためのバイオセンサであって、前記電気伝導性層を分割して前記電極の面積を規定する第 2 のスリットを、設けてなることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、請求項 2 に記載のバイオセンサは、請求項 1 に記載のバイオセンサにおいて、前記基板の形状は、略矩形であり、前記第 2 のスリットを前記略矩形のいずれか一辺に平行に一本または二本以上設けてなることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、請求項 3 に記載のバイオセンサは、請求項 1 または請求項 2 に記載のバイオセンサにおいて、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

また、請求項 4 に記載のバイオセンサは、請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものであることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、請求項 5 に記載のバイオセンサは、請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記第 1 のスリットおよび第 2 のスリットは、電気伝導性層 2 をレーザーで加工することで形成されたものであることを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

【発明の実施の形態】

実施の形態 1.

本実施の形態 1 によるバイオセンサについて図を用いて説明する。

図 1 は、本実施の形態 1 によるバイオセンサの電気伝導性層にスリットを形成した状態を示した平面図である。図 2 は、本実施の形態 1 によるバイオセンサの個々のウェハーを示した図である。図 3 は、本実施の形態 1 によるバイオセンサの作成工程を示した斜視図である。図 4 は、本実施の形態 1 によるバイオセンサの電極の状態を示した平面図である。

【0018】

1 はポリエチレンテレフタレート等からなる絶縁性の基板である。2 は基板 1 の表面全面に形成された、例えば金やパラジウム等の貴金属やカーボン等の電気伝導性物質からなる電気伝導性層である。3 a、3 b、3 c、3 d は電気伝導性層 2 に設けられた第 1 のスリットである。5、6、7 は電気伝導性層 2 を第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d により分割することにより形成された電極であり、測定電極、対電極、および検体が検体供給内部に確実に吸引されたかを確認するための電極である検知電極である。10 は、基板を切断する位置である切断線である。4 a、4 b は、電極の面積を規定するための第 2 のスリットである。8 は、測定電極 5、対電極 6、検知電極 7 を覆うスペーサである。9 はスペーサ 8 の前縁部中央に設けられた検体供給路を形成する長方形の切欠部である。11 は測定電極 5、対電極 6、および検知電極 7 に酵素を含有する試薬を塗布することで形成された試薬層である。12 はスペーサ 8 を覆うカバーである。13 はカバー 12 の中央部に設けられた空気孔である。また、センサウエハー R は、基板 1 に電気伝導性層 2 を形成し、電気伝導性層 2 を第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および、第 2 のスリット 4 a、4 b で分割し、複数のバイオセンサの電極である測定電極 5、対電極 6、検知電極 7 を形成した状態の基板である。また、個々のウェハー S は、センサウエハー R のそれぞれのバイオセンサごとの状態である。

【0019】

本実施の形態 1 のバイオセンサについて作成工程順に説明する。

まず、帯状の基板 1 の全面に、スパッタリング法によって金やパラジウム等の貴金属薄膜で、電気伝導性層 2 を形成する。

次に、図 1 に示すように、基板 1 上に形成された電気伝導性層 2 の各個々のウェハー S が形成される領域に、レーザを用いて第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d を形成し、電気伝導性層 2 を測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 に分割する。さらに、第 1 のスリット 3 a の右側に第 2 のスリット 4 a を、第 1 のスリット 3 b の左側に第 2 のスリット 4 b を、切断後のそれぞれのバイオセンサの長辺に平行であり、測定電極 5 と対電極 6 との面積が所定の面積となるような位置に、レーザを用いて形成し、複数の個々のウェハー S を形成する。図 2 (a) に個々のウェハー S の平面図を示す。また、図 2 (b) に個々のウェハー S の正面図を示す。

【 0 0 2 0 】

なお、第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b を有する電気伝導性層 2 を形成するために必要なパターンが予め配置された印刷版やマスキング版などを用いたスクリーン印刷法やスパッタリング法などによって基板 1 上に電気伝導性層 2 を設けて第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b を形成してもよい。

【 0 0 2 1 】

なお、第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b を電気伝導性層 2 に設ける方法として、鋭利な先端を有する治具等により、電気伝導性層 2 の一部分を削ってもよい。

【 0 0 2 2 】

次に、図 3 に示すように、個々のウェハー S に、血糖値センサの場合は、酵素であるグルコースオキシターゼと電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる試薬を、電極である測定電極 5、対電極 6、検知電極 7 に塗布して、試薬層 1 1 を形成する。

【 0 0 2 3 】

次に、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極の上に検体供給路を形成するための切欠部 9 を有するスペーサ 8 を設置する。

次に、スペーサ 8 の上にカバー 1 2 を設置する。ここで、スペーサ 8 の切欠部 9 の一端は、カバー 1 2 に設けられた空気孔 1 3 に通じている。

【 0 0 2 4 】

なお、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極上にスペーサ 8 を形成した後に、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の切欠部 9 から露出している部分に試薬を塗布することにより試薬層 1 1 を形成してもよい。

【 0 0 2 5 】

次に、上述した工程で作成された複数のバイオセンサを切断線 1 0 で切断して、個々のバイオセンサを作成する。

ここで、切断位置が切断線 1 0 から左にずれた場合の電極の状態を図 4 (a) に、切断位置が切断線 1 0 から右にずれた場合の電極の状態を図 4 (b) に示している。右にずれた場合でも左にずれた場合でも、すでに、第 1 のスリットと第 2 のスリットで、測定電極 5 および対電極 6 の面積は規定されているので、隣り合うバイオセンサの第 2 のスリット 4 a および 4 b 間で切断しさえすれば、図 4 に示すように、測定電極 5 および対電極 6 の面積は、図 2 (a) に示す、切断線 1 0 で切断した場合の電極の面積と同一である。

【 0 0 2 6 】

なお、検体の測定においては、測定電極 5 の面積や反応に依存するところが大いなので、第 2 のスリット 4 b はなくても、測定電極 5 の面積を規定する第 2 のスリット 4 a だけでもよい。

【 0 0 2 7 】

検体を測定するには、検体である試料液として血液をスペーサ 8 の切欠部 9 で形成された検体供給路に供給すると、空気孔 1 3 によって毛細管現象で一定量の検体が検体供給路内部に吸引され、対電極 6、測定電極 5、検知電極 7 上に達する。電極上に形成されている試薬層 1 1 が、検体である血液で溶解し、試薬と検体中の特定成分との間に酸化還元反応が生じる。ここで検体供給路内部に正しく検体が満たされていれば、対電極 6 と検知電極 7 との間に電気的变化が生じる。これによって検知電極 7 まで検体が吸引されていることを確認する。なお、測定電極 5 と検知電極 7 との間にも電気的变化が生じるので、これによって検知電極 7 まで検体が吸引されていることを確認しても良い。検知電極 7 まで検体が吸引されてから、一定時間、検体と試薬との反応を促進させた後、測定電極 5 と、対

電極 6 もしくは対電極 6 および検知電極 7 の両方に一定の電圧を印加する。血糖値センサなので、グルコース濃度に比例した電流が発生し、その値より血糖値を測定することができる。

【 0 0 2 8 】

なお、本実施の形態 1 では、血糖値センサについて述べたが、試薬層 1 1 の成分および検体を変えることで、血糖値センサ以外のバイオセンサとして使用できる。

また、本実施の形態 1 では電極が 3 つあるバイオセンサについて述べたが、電極の数がそれ以外の場合でも電極の面積が第 2 のスリットで規定されるようにすればよい。

【 0 0 2 9 】

また、少なくとも、測定精度に大きく影響を及ぼす測定電極の面積が第 2 のスリットで規定されるようにすればよい。

また、第 2 のスリットの位置は、電極の面積が規定できるものであれば、この位置に限定されるものではない。

また、バイオセンサの形状は、本実施の形態 1 によるバイオセンサの形状以外でもよく、第 2 のスリットで電極の面積を規定できればよい。

【 0 0 3 0 】

このように、本実施の形態 1 によるバイオセンサにおいて、それぞれの電極の面積は、バイオセンサの長辺に平行に二本ある第 2 のスリットで規定されることとしたので、予め各電極の面積は、第 2 のスリットによって規定されており、切断位置によって各電極の面積が変化することがなく、精度にばらつきが出ないという効果を有する。また、試料液と反応させる試薬で形成された試薬層と、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、前記スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えたので、前記試料液が容易に前記検体供給路に吸引されることが可能であるという効果を有する。電気伝導性層は絶縁体基板の全面にスパッタリング法によって形成され、第 1 のスリットで複数の電極に分割されることとしたので高精度の電極を作成でき、測定の精度が上がるという効果を有する。また、第 1 のス

リットおよび第2のスリットをレーザで形成することとしたので、精度の高い加工ができ、各電極の面積を高精度に規定することができ、また、各電極の間隔を狭くできるのでバイオセンサの小型化を図ることができるという効果を有する。

【0031】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明の請求項1に記載のバイオセンサによれば、絶縁性基板の全面に形成された電気伝導性層を第1のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液中に含まれる基質を定量するためのバイオセンサであって、前記電気伝導性層を分割して前記電極の面積を規定する第2のスリットを、設けてなることとしたので、前記基板を切断するときに、予め各電極の面積は、第2のスリットによって規定されているので、切断位置によって各電極の面積が変化することがなく、精度にばらつきが出ないという効果を有する。

【0032】

また、本発明の請求項2に記載のバイオセンサによれば、請求項1に記載のバイオセンサにおいて、前記基板の形状は、略矩形であり、前記第2のスリットを前記略矩形のいずれか一辺に平行に一本または二本以上設けてなることとしたので、前記第2のスリットでそれぞれの電極の面積を容易に規定することができ、前記基板を切断するときに、切断位置のずれによって各電極の面積が変化することがなく、精度にばらつきが出ないという効果を有する。

【0033】

また、本発明の請求項3に記載のバイオセンサによれば、請求項1または請求項2に記載のバイオセンサにおいて、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えることとしたので、試料液が容易に前記検体供給路に吸引されることが可能であるという効果を有する。

【0034】

また、本発明の請求項4に記載のバイオセンサによれば、請求項1ないし請求項3のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記電気伝導性層は前記絶縁性

基板上にスパッタリング法によって形成されたものであることとしたので、精度が高い薄膜が形成でき、高精度の電極を作成でき、測定の精度が上がるという効果を有する。

【 0 0 3 5 】

また、本発明の請求項 5 に記載のバイオセンサによれば、請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記第 1 のスリットおよび第 2 のスリットは、電気伝導性層 2 をレーザで加工することで形成されたものであることとしたので、精度の高い加工ができ、各電極の面積を高精度に規定することができるという効果を有する。また、各電極の間隔を狭くできるのでバイオセンサの小型化を図ることができるという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本実施の形態 1 によるバイオセンサの電気伝導性層にスリットを形成した状態を示した平面図である。

【図 2】

本実施の形態 1 によるバイオセンサの個々のウェハーを示した図である。

【図 3】

本実施の形態 1 によるバイオセンサの作成工程を示した斜視図である。

【図 4】

本実施の形態 1 によるバイオセンサの電極の状態を示した平面図である。

【図 5】

従来のバイオセンサの電気伝導性層にスリットを形成した状態を示す平面図である。

【図 6】

従来のバイオセンサの作成工程を示した斜視図である。

【図 7】

従来のバイオセンサの電極の状態を示した平面図である。

【符号の説明】

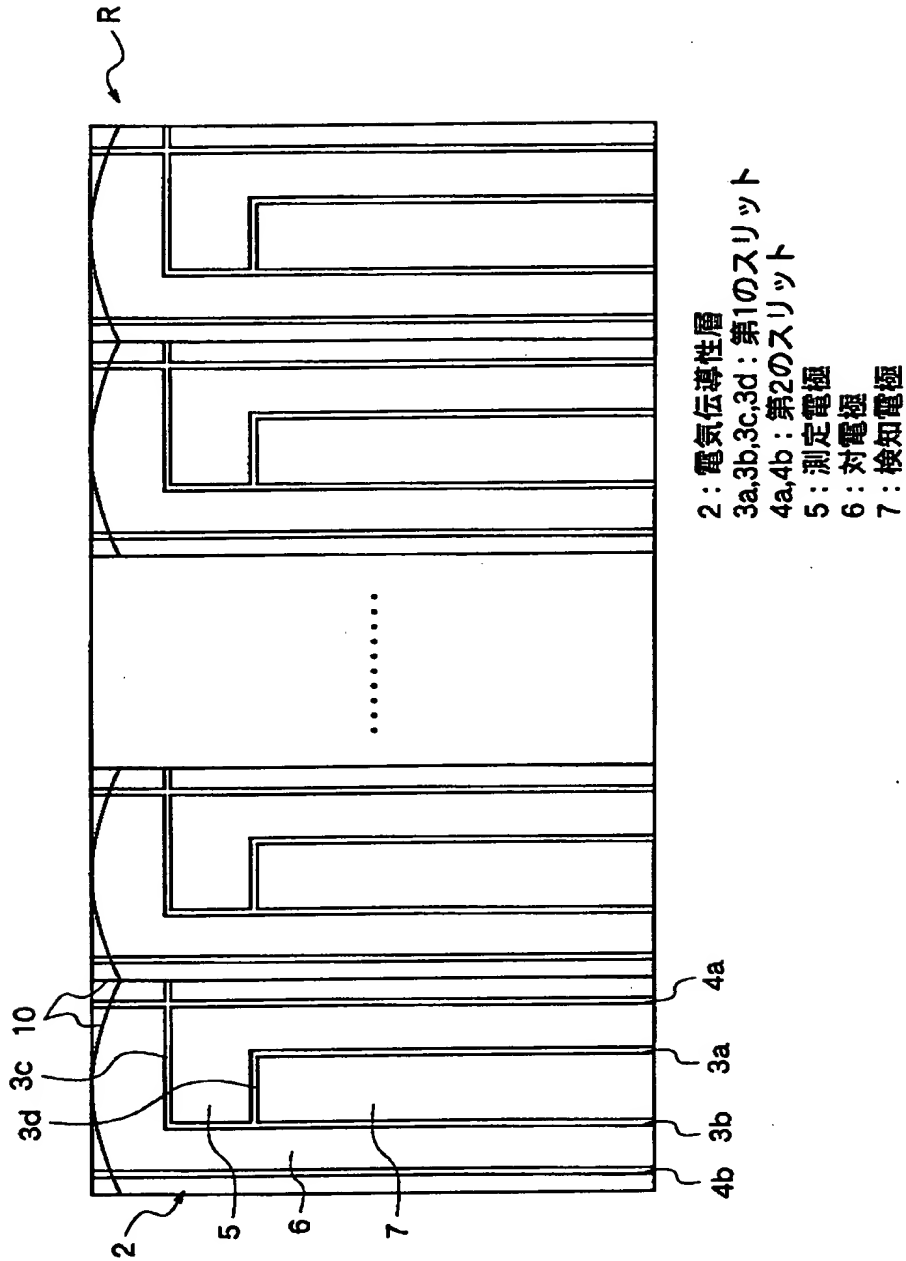
1 基板

2	電気伝導性層
3 a	第 1 のスリット
3 b	第 1 のスリット
3 c	第 1 のスリット
3 d	第 1 のスリット
4 a	第 2 のスリット
4 b	第 2 のスリット
5	測定電極
6	対電極
7	検知電極
8	スペーサ
9	切欠部
1 0	切断線
1 1	試薬層
1 2	カバー
1 3	空気孔
R	センサウエハー
S	個々のウエハー
1 0 1	基板
1 0 2	電気伝導性層
1 0 3 a	スリット
1 0 3 b	スリット
1 0 3 c	スリット
1 0 3 d	スリット
1 0 5	測定電極
1 0 6	対電極
1 0 7	検知電極
1 0 8	スペーサ
1 0 9	切欠部

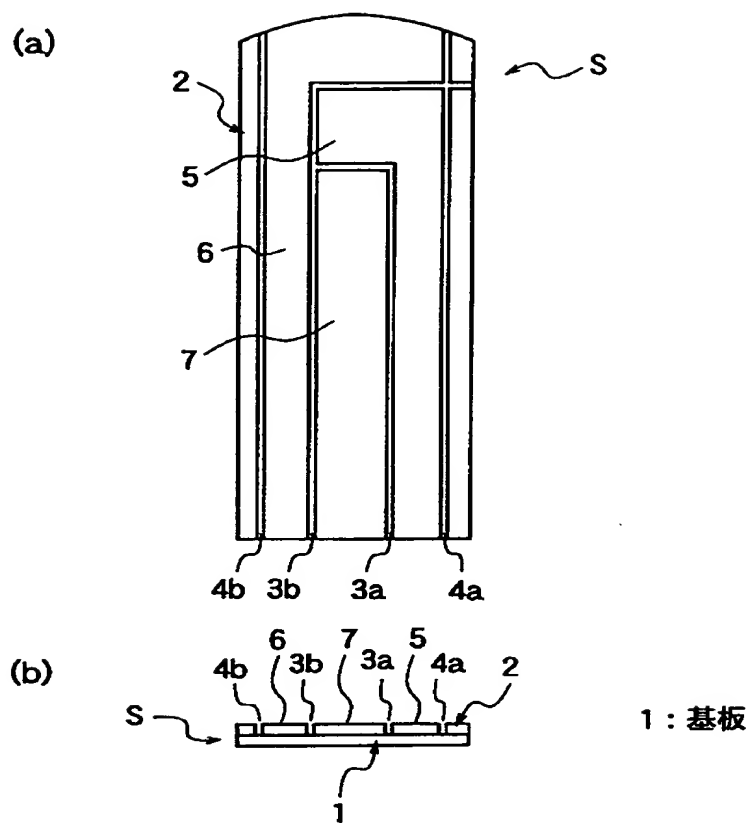
1 1 0	切断線
1 1 1	試薬層
1 1 2	カバー
1 1 3	空気孔
X	センサウエハー
Y	個々のウェハー

【書類名】 図面

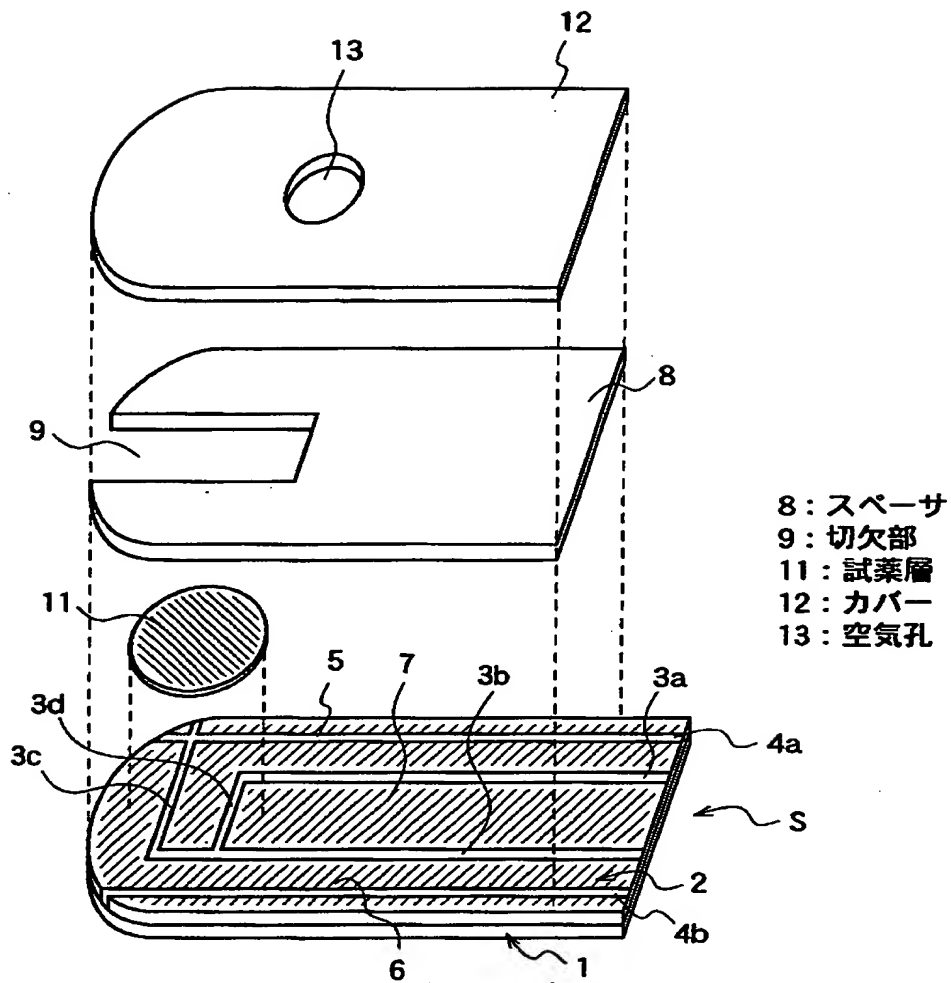
【図 1】



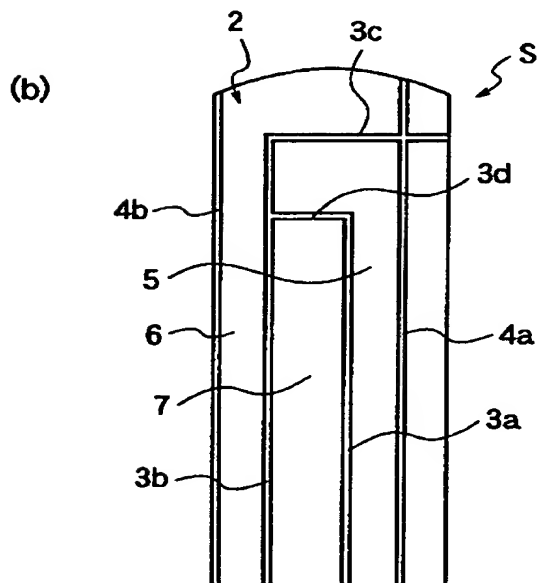
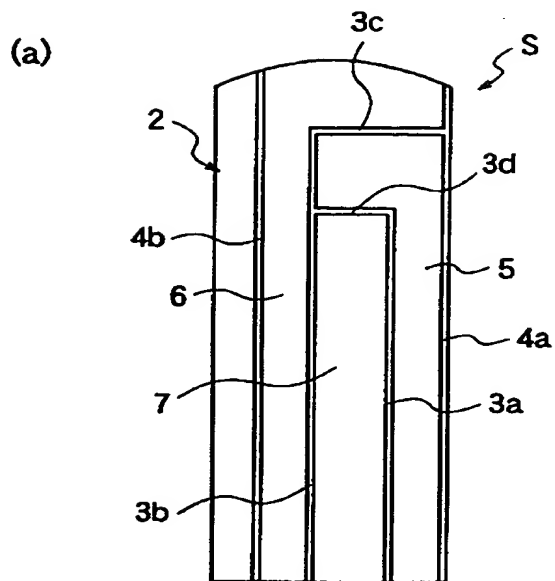
【図 2】



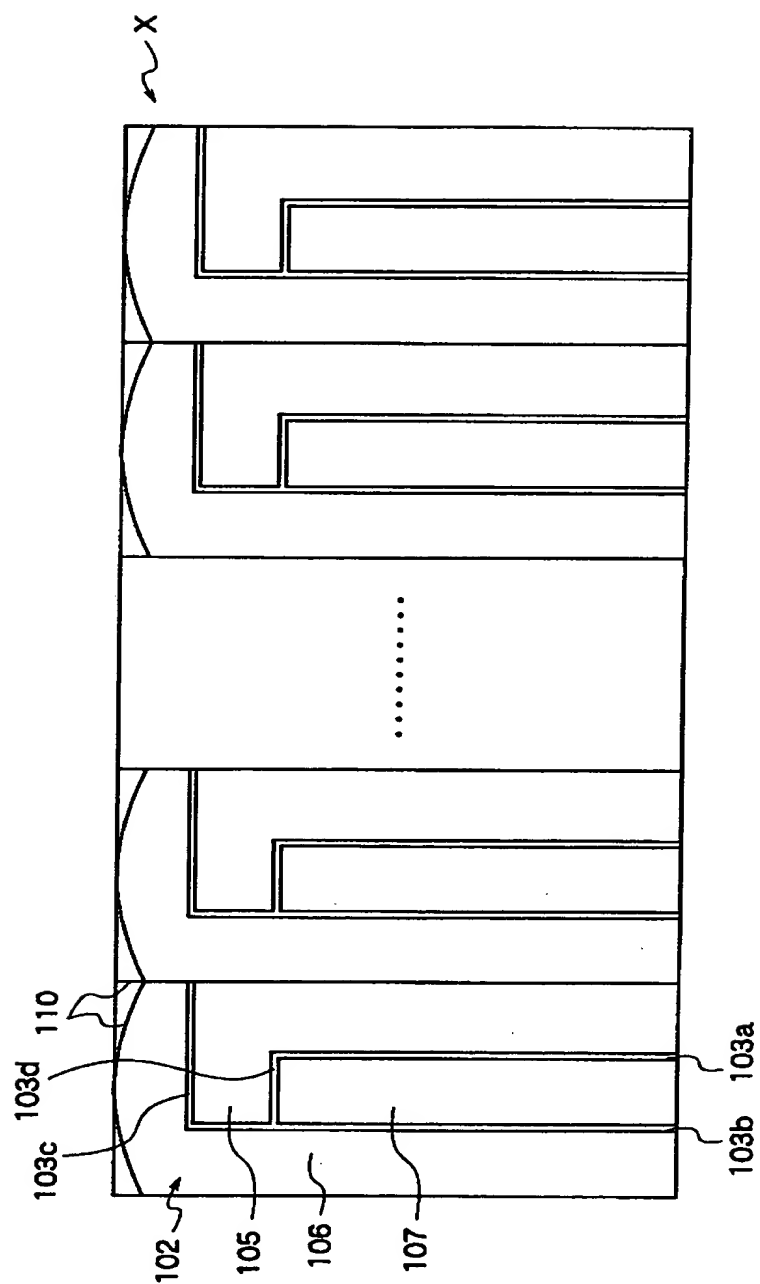
【図3】



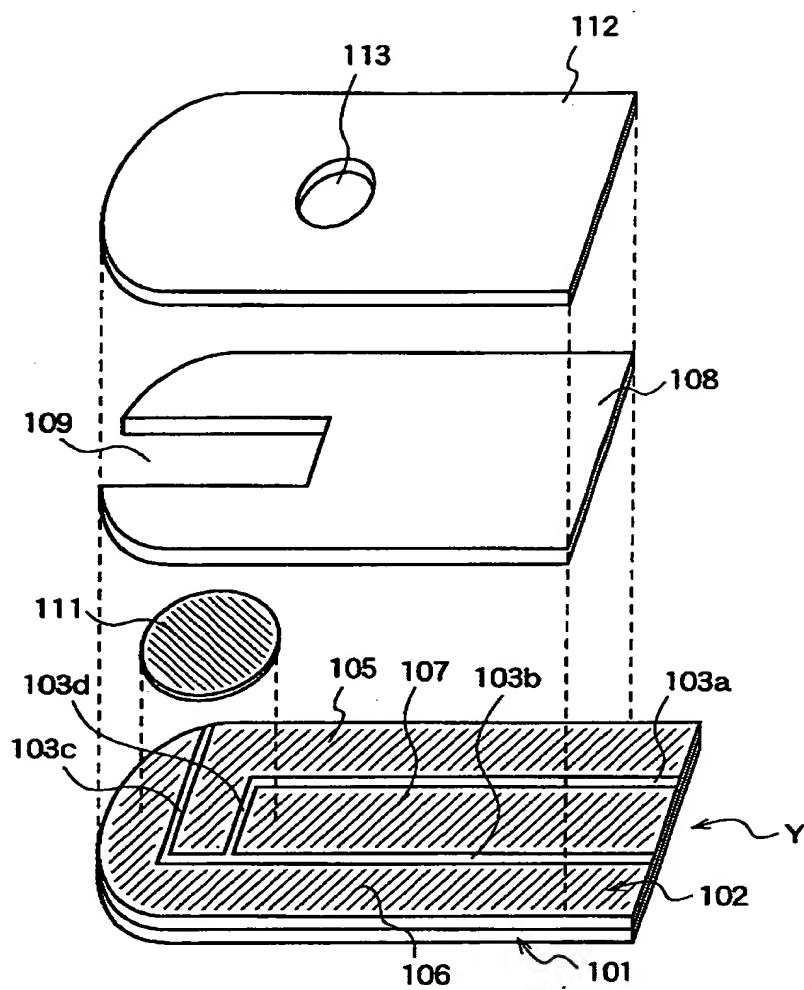
【図 4】



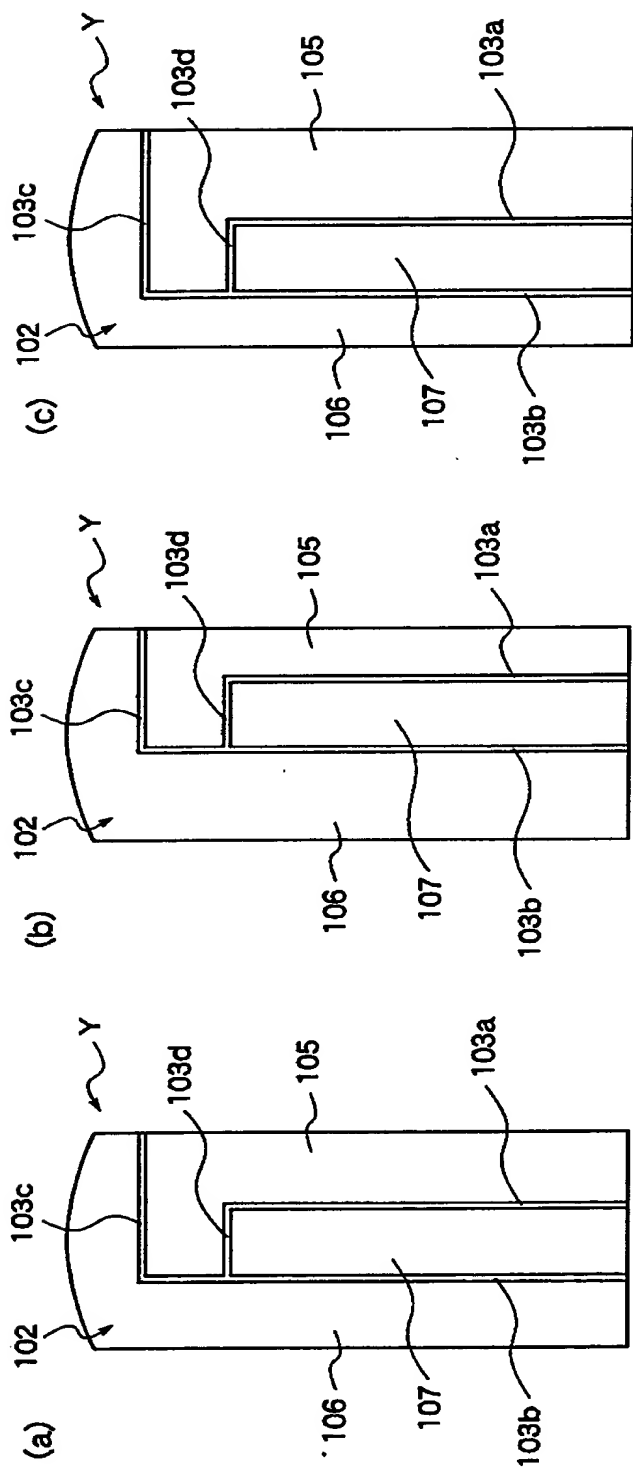
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 基板を切断するときに電極の面積に影響を与えず、性能を一定に保つバイオセンサを提供する。

【解決手段】 絶縁性基板の全面に形成され、第1のスリットで複数の電極に分割された電気伝導性層を有し、試料液中に含まれる基質を定量するためのバイオセンサであって、前記電気伝導性層を分割する第2のスリットを、設けてなることを特徴とする。

【選択図】 図1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 0 0 5 8 2 1]

1. 変更年月日 1 9 9 0 年 8 月 2 8 日

[変更理由] 新規登録

住 所 大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地

氏 名 松下電器産業株式会社

THIS PAGE BLANK (USPTO)